

王宁, 张雷洪, 宋丹萍, 等. 基于光纤传感技术的手臂弯曲角度检测系统教学仿真设计[J]. 智能计算机与应用, 2024, 14(4): 141-145. DOI: 10.20169/j.issn.2095-2163.240421

基于光纤传感技术的手臂弯曲角度检测系统教学仿真设计

王宁, 张雷洪, 宋丹萍, 郑俏, 许亮, 金涛

(上海理工大学 光电信息与计算机工程学院, 上海 200093)

摘要: 随着光纤技术与传感器技术的快速发展, 光纤传感具备高灵敏度、强抗干扰能力、体积小、重量轻、低成本等特点, 在测量受伤患者手臂弯曲角度时具有独特优势。同时, 光纤传感技术也能够很好地应用在动态角度测量中, 有助于解决在医疗康复中角度测量设备体积大、测量精度差、成本高等问题。本文基于光纤传感技术设计了手臂弯曲角度检测教学仿真系统, 使用 TracePro 光学仿真软件建立光纤弯曲模型, 采用光纤弯曲代替手臂弯曲, 对光纤在不同弯曲角度下光强度变化规律进行仿真, 得到总光通量随光纤弯曲角度的变化关系。

关键词: 弯曲模型; 光纤传感; TracePro; 角度测量

中图分类号: TN247

文献标志码: A

文章编号: 2095-2163(2024)04-0141-05

Teaching simulation design of arm bending angle detection system based on optical fibre sensing technology

WANG Ning, ZHANG Leihong, SONG Danping, ZHENG Qiao, XU Liang, JIN Tao

(School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: With the rapid development of fibre optic technology and sensor technology, fibre optic sensing has the characteristics of high sensitivity, strong anti-interference ability, small size, light weight, low cost, etc., which has a unique advantage in measuring the bending angle of the arm of injured patients. At the same time, fibre optical sensing technology can also be well applied in dynamic angle measurement, which helps to solve the problems of large volume, poor measurement accuracy and high cost of angle measurement equipment in medical rehabilitation. In this paper, based on optical fibre sensing technology, we designed a teaching simulation system for arm bending angle detection, which uses TracePro optical simulation software to establish optical fibre bending model, adopts optical fibre bending instead of arm bending, and simulates the change rule of light intensity under different bending angles of optical fibre, and obtains the change relationship of total luminous flux with the bending angle of optical fibre.

Key words: bending model; fibre optic sensing; TracePro; angle measurement

0 引言

目前,量角器是在临床医学角度测量中最为常用的工具,其测量精度一般为 5° ,测量时根据关节位置的不同,角度尺的样式和测量方法也不相同^[1]。除了量角器测角,尹文超^[2]使用“四点法”用于测量关节角度,应用于临床,经试用“四点法”的信度和效度均优于传统三点法。图像法测量关节活动度明显优于量角器测量,胡海滔^[3]在2005年就提出了利用数码照相进行关节活动度测量方法,通

过在测量臂上放置标志点,拍摄移动臂旋前旋后的照片,计算旋转前后标志点与中心连线的角度变化,确定关节活动度。同样,电磁传感器的电磁跟踪系统也可用于关节活动度的测量。如:张建国等^[4]利用美国的 Polhemus 公司 Liberty 电磁跟踪系统测量人体的关节活动度。关节活动度的测量也可以使用光学式测量系统,基于光学定位设备 NDI Polaris Spectra,胡超等^[5]提出可应用于人体关节活动度的系统测量方法。还有一些测量系统通过捕捉发光或者反射光的标记点,通过标记点的空间坐标数据来

基金项目: 2023 年度教师发展研究项目(CFTD2023YB07)。

作者简介: 王宁(1984-),男,博士,副教授,主要研究方向:光电能量转换;宋丹萍(1983-),女,博士,副教授,主要研究方向:低温保存。

通讯作者: 张雷洪(1981-),男,博士,教授,主要研究方向:图像处理。Email: zlh12345_2004@sina.com.cn

收稿日期: 2024-01-18

哈尔滨工业大学主办 ◆ 专题设计与应用

进行关节角度的计算^[6]。2017年,王杰^[7]在关节活动度评定系统的设计中开发了基于SCA100T-D02倾角传感器的关节角度测量模块作为关节活动度的采集设备;2021年,高远航^[8]利用柔性及惯性传感器设计膝关节角度测量系统,建立了柔性传感器的力-电学粘弹性模型,以解决传统力学粘弹性模型无法从机理上解释柔性传感器电阻松弛现象的问题,并在此基础上使用卡尔曼滤波算法来改善传统柔性传感器膝关节角度测量方案存在的迟滞性误差,最终通过融合柔性、惯性传感器的信息给出膝关节角度。上述角度测量系统工作中,受限于量角器体积较大且误差明显,在许多场合和领域中无法使用;在利用电磁式测角技术时,虽然能够满足精度和成本的要求,但最大的局限在于抗雷电和电磁干扰能力弱,工作性能和精度极易受影响;无论是图像法还是电磁式测角方法,因测角仪器的制作工艺复杂、精密,使得成本高昂,在医疗康复中产生较高的费用,难以规模化应用。因此,开发一种高效、低成本的测量手臂弯曲检测系统具有重要的理论意义和实用价值。

随着光纤技术与传感器技术的快速发展,光纤传感技术凭借自身的高灵敏度、强抗干扰能力、体积小、重量轻、低成本等特性在测角领域中被灵活应用,在医疗康复中具有传统测角方法所不具有的优势,同时也能够较好地应用在动态角度测量中。本文基于光纤传感技术设计了手臂弯曲角度测量系统,用光纤的弯曲来替代人体手臂的弯曲,将光纤弯曲角度的测量转化为光纤出射端光强度的测量,并借助TracePro光学仿真软件来仿真光强度与光纤弯曲角度的关系。

1 技术原理

1.1 光纤的弯曲

光纤通常会发生弯曲,此时数值孔径、光路的长度等参数都会发生改变,光纤弯曲过程中光纤的传播路径如图1所示。假设光纤在 Q 处弯曲,光线在 d 点进入弯曲区域,离中心轴距离为 h ,发生两次全反射点之间相距为 MN 。利用图1几何关系,当光纤发生弯曲时单位光纤长度上子午光线的光路长度表示为 L_0 ,表达式为式(1):

$$L_0 = \frac{\sin\theta}{a} \left(1 - \frac{a}{R}\right) L_z \quad (1)$$

其中,纤芯和光纤的弯曲半径分别为 a 和 R 。

由于 $\frac{\sin\theta}{a} < 1$, $\frac{a}{R} < 1$,使得 $L_0 < L_z$ 。由此表明当光纤发生弯曲时,子午光线的光路长度会相应的减小。进而,其单位长度的反射次数 δ 也随之变少,即光纤弯曲后子午光线单位长度的反射次数 δ_0 小于光纤弯曲前子午光线单位长度的反射次数 δ_z 。具体地, δ_0 的表达式可表示为式(2):

$$\delta_0 = \frac{1}{\frac{1}{\delta_z} + \theta a} \quad (2)$$

定弯曲光纤中孔径角 α_0 的表达式为式(3):

$$\sin\alpha_0 = \frac{1}{n_0} \left[n_1^2 - n_2^2 \left(\frac{R+a}{R+h} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (3)$$

其中, R 为曲率半径; n_0 为光纤周围媒质折射率; n_1 、 n_2 分别为光纤和包层的折射率。

当光纤弯曲时,光纤入射端面上的每一个点的孔径角都不同。同时,沿着光纤的弯曲方向孔径角由大变小。

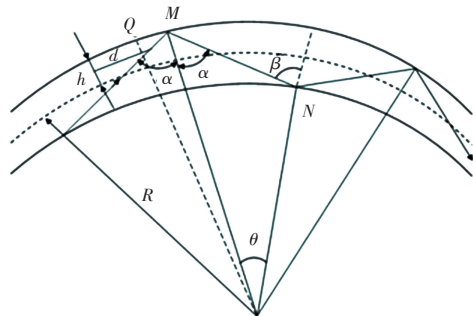


图1 光纤弯曲时光线传播路径

Fig. 1 Light propagation path when fibre is bent

1.2 弯曲导致的光纤损耗

弯曲损耗主要包括宏观弯曲损耗和微观弯曲损耗^[9]。由于辐射,当光纤弯曲时光功率在光纤中传输的导模将面临损失,在理论上很难给出详细且准确的表征。这是由于损耗与光纤的实际结构和折射率分布密切相关,无法使用通用的表达式给出。而对于多模光纤,还需要考虑模式之间的功率耦合因素,更为复杂。

1.2.1 光纤的宏弯损耗

理论和实验已证实:发生宏弯时,光纤的曲率半径在未达到临界值 R_x 时,光纤弯曲所引起的附加损耗较小,通常可以忽略不计;在达到和超过临界值之后光纤的附加损耗却呈指数级增加^[9]。因此,确定临界值 R_x 对于光纤的设计、研究和应用至关重要。

当弯曲半径 $R \geq 1$ cm时,对于现实中多数实际的多模光纤,其额外损耗可以被忽略。多模光纤的

弯曲损耗与弯曲半径的变化特征关系如图 2 所示, 当弯曲半径 R 大于临界值时所对应的弯曲损耗骤变至稳定的较小值。目前在工业界已经推出了对弯曲不敏感的特种光纤, 当其弯曲半径缩小至 1.0 cm, 弯曲损耗仍然可以忽略不计。因此, 当要求光纤的弯曲幅度较小时, 可选择弯曲不灵敏的光纤。

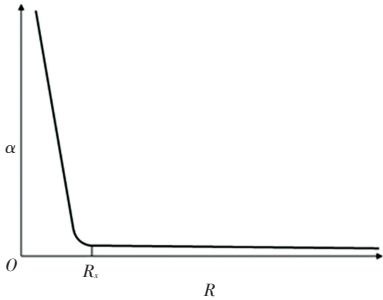


图 2 损耗 α 与弯曲半径 R 的变化特征关系

Fig. 2 Characteristic relationship between loss α and variation of bending radius R

1.2.2 光纤的微弯损耗

1) 多模光纤的微弯损耗

在多模光纤中存在大量的模式, 很难用统一的特征表达式来表征受微弯曲所引起的损耗。而理论分析表明, 在通常情况下微弯曲只会引起相邻模式之间的耦合^[9]。具体地, 相邻模式之间的传播常数差, 表达式为式(4):

$$\Delta\gamma = \gamma_{m+1,n} - \gamma_{m,n} \quad (4)$$

其中, m 和 n 为自然数, 表示不同的模式。

传播常数差越大, 表示耦合越强, 微弯曲损耗越大, 这种现象与光纤的微弯曲形状有很大的关系。当光纤的微弯曲空间频率 $k' = k_c$ 即微弯周期 $l = l_c$ 时, 光纤的微弯曲损耗达到最大。同时, 在微弯周期

$l = l_c$ 处, 光纤损谱的主衰峰的频谱宽度为 $2l_c/L$, 并且还有次极大在主衰减峰两侧出现。光纤的微弯曲损耗与微弯曲振幅 A_d^2 和微弯曲总长 L 成正比, 该结论非常有助于微弯曲传感器的实际应用^[10]。

2) 单模光纤的微弯损耗

当光从光纤的直线部分传导到弯曲部分时, 光的场分布将会发生很大变化。由于模转换而产生损耗, 此时利用微扰法可分析获得光纤弯曲部分的场分布, 进而求出产生的损耗, 被称为微弯损耗, 公式(5)^[11]:

$$\alpha_r = \frac{1}{2} [W^3 (kn_1)^2 / R_0]^2 \quad (5)$$

其中, W 为模斑尺寸, 模斑尺寸是光强从最大值下降到最大值的 $1/e^2$ 倍所跨越的距离。

微弯损耗受模斑尺寸的影响较大, 与 W 成比例。此外, 单模光纤的微弯损耗对波长的变化也很敏感。

2 教学仿真系统的设计与结果

2.1 模型的建立

为了简化仿真模型, 用光纤的弯曲代替手臂的弯曲, 在 TracePro 中建立光纤的纤芯和包层。设置光纤总长 100 mm, 在光纤的中间对其进行弯折, 光纤弯曲角度分别取值为 $0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ, 40^\circ, 50^\circ, 60^\circ, 70^\circ, 80^\circ, 90^\circ, 100^\circ, 110^\circ$, 光纤的弯曲处对应的曲率半径分别为无穷大, 20 mm, 18 mm, 16 mm, 14 mm, 12 mm, 10 mm, 8 mm, 6 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 见表 1。光纤弯曲角度分别为 $10^\circ, 30^\circ, 50^\circ, 70^\circ, 90^\circ, 110^\circ$ 的模型如图 3 所示。

表 1 光纤弯曲角度所对应的曲率半径大小

Table 1 Radius of curvature sizes corresponding to fibre bending angles

弯曲角度/ $^\circ$	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110
曲率半径/mm	无穷大	20	18	16	14	12	10	8	6	4	3	2

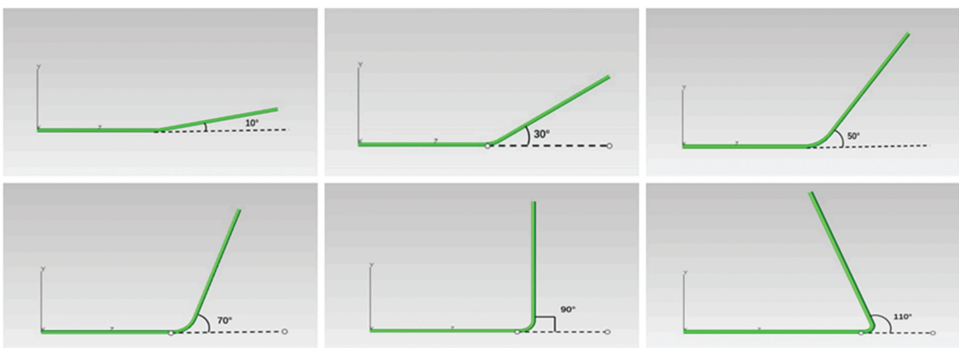


图 3 光纤弯曲模型

Fig. 3 Fibre optic bending model

2.2 模型参数的设置

为了得到光纤弯曲角度与出射端总光通量的关系,所用波长均为 $0.6328\ \mu\text{m}$,纤芯所用的材料为 BAF12,折射率为 1.63638,吸收系数为 0,穿透率为 1,穿过 10 mm;包层所用材料为 B270,折射率为 1.5212,吸收系数为 0,穿透率为 1,穿过 10 mm;光源采用格点光源,光源发散角为 0.5 弧度,光源的格点范围设置为圆形,半径设定为 0.35 mm。其中,格点图形为圆形,圈数设定为 100 圈,即光线数总计 29 701 条,统一使用光度学单位,每条光线的光通量为 1 流明。格点位置在原点,法线方向为 $(0,0,1)$,指上向量为 $(0,1,0)$ 。

统一对光照度分析图进行设置,所选平面为纤芯模型的光纤出射端面,分析项目设置为“辐照度”,描绘光纤设置为“入射”,平滑度为 50,图像颜色为“Color (blue max) on black”,并且自动决定行距。

2.3 系统的仿真

仿真主要研究在光纤弯曲不同角度时,光纤出射端光强度的变化。完成参数的配置后对光纤模型进行光线追迹,结果如图 4 所示。图 4 中红光表示光衰减到原始值的 100%~66%;绿光表示光衰减到原始值的 66%~33%;蓝光表示光衰减到原始值的 33%~0%。光纤的左端即入射端之所以有蓝光射出,是因为在光纤弯折处部分光线在发生多次反射后沿着光纤入射端出射,再加上反射过程中发生损耗,因而出射端呈现的是蓝光。

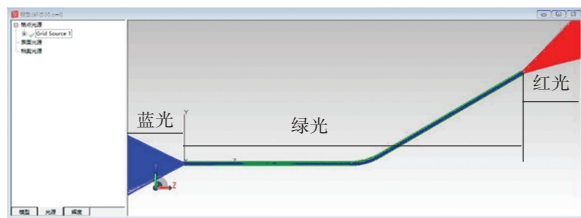
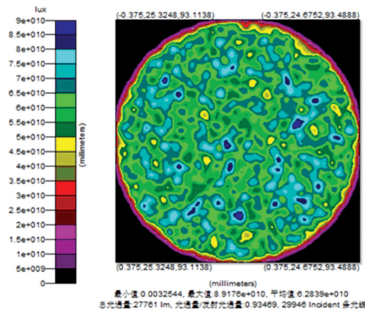


图 4 光线仿真

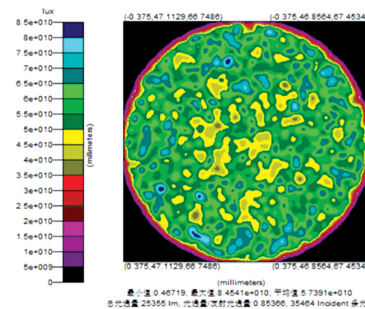
Fig. 4 Light simulation

以光纤弯曲 30° 、 50° 、 70° 、 90° 为例,选择光纤出射端面,对其进行光照度分析,结果如图 5 所示。图 5 中 (a)、(b) 总光通量值分别为 27 761 lm、27 302 lm,而 (c)、(d) 总光通量较 (a)、(b) 总光通量有明显下降,分别为 25 355 lm、195 85 lm。

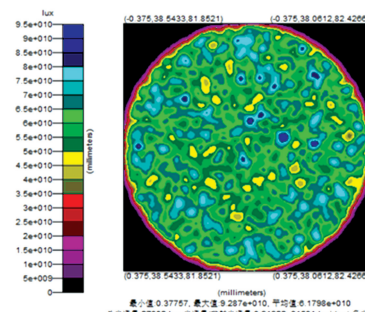
通过上述方法分别对光纤弯曲不同角度进行光照度分析,结果见表 2;最后总光通量随光纤弯曲角度的变化关系曲线如图 6 所示。



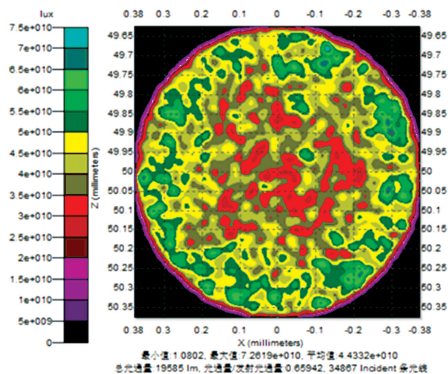
(a) 光纤弯曲 30° 时光照度分布



(b) 光纤弯曲 50° 时光照度分布



(c) 光纤弯曲 70° 时光照度分布



(d) 光纤弯曲 90° 时光照度分布

图 5 光纤出射端面光照度分析结果

Fig. 5 Optical illuminance analysis results of fibre outgoing end face

由表 2、图 6 可见,光纤弯曲角度在 $0^\circ \sim 60^\circ$ 之间时,总光通量随光纤弯曲角度增大而缓慢减小,表明光纤弯曲损耗很小;在 $60^\circ \sim 110^\circ$ 之间时,总光通量随光纤弯曲角度快速下降,说明光纤弯曲损耗不断增大。以上仿真结果符合损耗系数 α 与光纤弯曲半径 R 的关系。

表 2 光强最大值和总光通量与光纤弯曲角度的关系

Table 2 Maximum light intensity and total luminous flux versus fibre bending angle

弯曲角度/(°)	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110
总光通量/lm	27 869	27 842	27 816	27 761	27 598	27 302	26 774	25 355	22 502	19 585	18 282	17 530

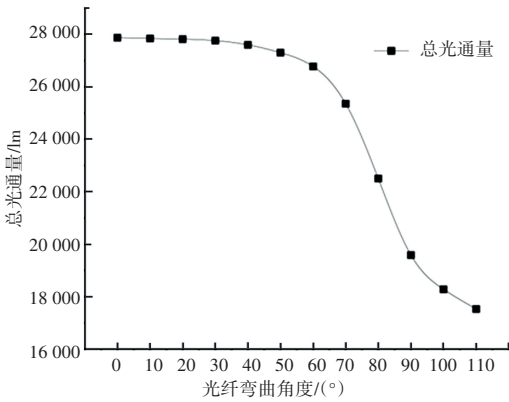


图 6 总光通量随光纤弯曲角度的变化关系曲线

Fig. 6 Relation curve of total luminous flux with fibre bending angle

3 结束语

本文在手臂弯曲角度检测系统设计过程中搭建出光纤弯曲模型及光线仿真模型, 获取了光纤出射端总光通量与光纤弯曲角度的关联机理。仿真结果表明: 在光纤弯曲 0°~60° 时, 总光通量会随着光纤弯曲角度的增大而缓慢减小; 在光纤弯曲 60°~110° 时, 总光通量会随光纤弯曲角度的增大而快速减小。利用光纤传感器来测量角度的方法, 不仅减小了设备体积、降低了制造成本, 在测量速度、抗干扰能力上也有着明显的优势。本文通过创建与实际环境相似的仿真系统用于教学中, 为学生提供沉浸式的学习体验, 增强学生的参与感和专注度。同时, 该系统

不仅让学生更直观理解理论知识, 而且为其熟练掌握关键技术提供了实践平台, 通过模拟系统的运作, 助力学生系统思维能力的培养。

参考文献

- [1] GAJDOSIK R L, BOHANNON R W. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity[J]. Physical Therapy, 1987, 67(12):1867.
- [2] 伊文超, 胡建平, 励建安, 等. 关节角度测量四点法的临床价值[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2011(6):425-430.
- [3] 胡海滔, 李志忠, 严京滨, 等. 关节活动度的照相测量方法[J]. 人类工学, 2006(2):13-15.
- [4] 张建国, 汪莉. 基于电磁跟踪系统的人体上肢 ROM 测量新方法[J]. 现代制造工程, 2006(3):81-84.
- [5] 胡超, 葛云, 陈颖. 人体关节活动度测量系统[J]. 中国医学物理学杂志, 2016(1):34-38.
- [6] ARISTIDOU A, LASENBY J. Real-time marker prediction and Co R estimation in optical motion capture [J]. The Visual Computer, 2013, 29(1):7-26.
- [7] 王杰. 关节活动度评定系统的设计与实现[D]. 保定: 河北大学, 2017.
- [8] 高远航. 基于柔性及惯性传感器的膝关节角度测量以及应用[D]. 上海: 东华大学, 2021.
- [9] 廖延彪, 黎敏, 张敏, 等. 光纤传感技术与应用[M]. 北京: 清华大学出版社, 2009:68-69, 117-118.
- [10] 邹林森, 杨新民, 李跃辉. 光纤微弯损耗与波长关系的实验及分析[J]. 光通信研究, 1986(2):41-45.
- [11] PETERMANN K. Theory of microbending loss in monomode fibres with arbitrary refractive index profile[J]. Archiv Elektronik und Uebertragungstechnik, 1976, 30: 337-342.